技 術 紹 介

新しい顎運動解析装置について

三 浦 不二夫 近 藤 勝 義

東京医科歯科大学歯学部矯正学教室

(1978年10月13日 受付)

A New Analyzing Device for Physiological Jaw Movement

Fujio Miura and Katsuyoshi Kondo

Department of Orthodontics, School of Dentistry,

Tokyo Medical and Dental University

I. はじめに

著者らは、本誌で、顎運動を詳細に記録、再現する方法として、Video方式によるMultipoint XY-trackerの応用¹⁾について紹介し、次いで頭部動揺補正装置²⁾(digital autocanceller)を考案して、各個体の顎運動パターンを経年の追跡し、その変化の動態について観察してきた。その結果、各個体の運動のパターンは多種多様であり、特に成長発育中の被験者では、顎運動を構成する形態的因子の変化によっても、あるいはまた、咬合に参加している乳歯の脱落や、後継永久歯の咬合への新たな参加、などによっても変化し、矯正治療によっても可変的であることが明らかになった。しかし、ここで対象とした顎運動とは、切歯路(厳密には下顎中切歯に装着したtargetの運動路)の記録であり、したがって成長発育中の被験者や、矯正治療中の被験者では、顎顔面頭蓋に対する下顎中切歯の相対的位置、および歯軸が変化し、同一基準座標での経年的変化の比較が困難であり、また同様に、個体相互間の比較についても、同質の基準座標に対する運動パターンとして評価することができない欠点があった。そこで著者らは、下顎切歯の位置的变化に影響されずに、

頭部X線規格写真上のいくつかのland mark,たとえば, Gnathion, Menton, Pogonion, Gonion, Condyle head,などを下顎骨の運動を表す点として特定し、同一基準座標における顎運動を頭部X線規格写真上に再現するための高速デジタル演算装置(日本ディジック社)を考案したので、その概略について述べ、さらに現在、当科において、日常の臨床検査に用いられている顎運動監視装置についても、その概要を紹介する。

II. 高速デジタル演算装置

本装置は、顎運動にともなうartefactである、頭部の動揺成分をdigital autocancellerにより除去した後の真の顎運動成分のみを入力信号とする演算装置であり、その方法は動揺成分の検出、および補正演算のために、上顎中切歯に2個(P_1 , P_2), 下顎中切歯に2個(P_3 , P_4), 金属バンド, 金属線を介して装着した4個のtarget, P_1 , P_2 , P_3 , P_4 (0.5φのplastic fiberを通した光源)をlight penで指示、記憶させて後、XY-trackerを通して出力し、 $P_1P_2P_3$, $P_1P_2P_4$ からの信号をdigital autocancellerを介して実時間演算し、artefactを除去した後、頭部動揺成分が除去された P_3 , P_4 の出力信号を用いて、下顎骨上に特定し

図1 左: Sella, Nasionと4個のターゲット, P_1, P_2, P_3, P_4 , 特定点 Q のトレース。

右: 初診時(実線)と被蓋改善3ヵ月後(点線)の頭部X線規格写真および顎運動(2倍増幅)のSN-Sにおける重ね合わせ。

た点 Q の運動を P_3, P_4 の座標, および角度の瞬時変化を parameter として data processor (DATA PROC.) により on line, real time に処理し出力するものである。図1—左は頭部X線規格写真上の4個の target と, 特定点を関節頭とした場合の tracing である。

図2—左はある時刻 t_i において, XY-tracker で把えた $P_3(x_3, y_3), P_4(x_4, y_4)$ の x 座標が等しく, Y 座標に一致した場合の $P_3, P_4, Q(X_i, Y_i)$ の位置関係を示したものである。いま, P_2 点(上顎骨もしくは頭蓋規準面に置換することができる)からみた artefact を除去した P_3, P_4 の真の動きを表す点の座標を $(x_3, y_3), (x_4, y_4)$ とし特定点 Q から Y 軸におろした垂線の長さ $\overline{QH} = l_1, \overline{P_3H} = l_2, \overline{P_3P_4} = l_3, \overline{QP_3} = r, \angle QP_3H = \theta$ とすると, $X_i = r \sin \theta = -l_1 \leq 0, Y_i = r \cos \theta = \pm l_2$ の関係が成立する。ただし, l_1, l_2, l_3 は頭部X線規格写真上の作図から得られる距離の実測値であり, 外部パラメーターとして正の値を入力させる。したがって, 次の関

係が成立する。

$$\left. \begin{aligned} \sin \theta &= -\frac{l_1}{r} \\ \cos \theta &= \pm \frac{l_2}{r} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots ①$$

そこで, 図2—右に示すように, 特定点 Q が, スタート時刻, initial t_0 , における $Q_0(X_0, Y_0)$ から運動を開始し, n 時間後に $Q_n(X_n, Y_n)$ に移動したとすると, initial t_0 における $P_{30}(x_3, y_3), P_{40}(x_4, y_4)$ も $P_{3n}(x'_3, y'_3), P_{4n}(x'_4, y'_4)$ に移動する。したがって, ある時刻 n における $\overline{P_{3n}P_{4n}}$ と XY-tracker で把える空間座標上のX軸とのなす角度を α とし, P_{3n} の P_{30} 原点からの X, Y 座標の変化分を $\Delta X, \Delta Y$ とすると, Q_n も Q_0 から $\Delta X, \Delta Y$, shift するので, P_{3n} を中心とした Q_n の極座標, $(r, \theta + \alpha)$ において, 特定点 $Q_n(X_n, Y_n)$ の座標は次式で表すことができる。

$$\left. \begin{aligned} X_n &= r \cos(\theta + \alpha) + \Delta X \\ Y_n &= r \sin(\theta + \alpha) - \Delta Y \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots ②$$

図2 左: P_3, P_4 の X 座標が等しく、かつ Y 軸に一致した場合の時刻 t_i における特定点 $Q(X_i, Y_i)$ の位置と、線分 l_1, l_2, l_3 を示す。

右: P_3, P_4, Q の initial t_0 における位置と時刻 n におけるそれぞれの位置関係を示す。ただし α は $P_3 P_4$ と X 軸とのなす角度であり、 $0 \leq \alpha \leq \pi$ である。

ただし、 $0 \leq \alpha \leq \pi$ とする。

また、 P_{3n} と P_{4n} との関係から次式が成立する。

$$\left. \begin{aligned} \sin \alpha &= \frac{y_3' - y_4'}{l_3} = \frac{\Delta y}{l_3} \\ \cos \alpha &= \frac{x_3' - x_4'}{l_3} = \frac{\Delta x}{l_3} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots ③$$

この式は特定点抽出のための角度パラメータ、 α の検出を外部パラメータ、 l_3 と P_3, P_4 の座標の瞬時変化分とで演算し得ることを示している。したがって②を分解し、①③を代入すると次の関係が成立する。すなわち、

$$\begin{aligned} X_n &= r \cos(\theta + \alpha) + \Delta X \\ &= r(\cos \theta \cdot \cos \alpha - \sin \theta \cdot \sin \alpha) + \Delta X \\ \therefore X_n &= \frac{l_1 \Delta y \pm l_2 \Delta x}{l_3} + \Delta X \\ Y_n &= r \sin(\theta + \alpha) - \Delta Y \\ &= r(\sin \theta \cdot \cos \alpha + \cos \theta \cdot \sin \alpha) - \Delta Y \\ \therefore Y_n &= \frac{-l_1 \Delta x \pm l_2 \Delta y}{l_3} - \Delta Y \end{aligned}$$

ただし、この式の正負の符号は、 Q_0 が XY 座標上で第Ⅱ象限 ($0 \leq \alpha \leq \frac{\pi}{2}$) にあるか、第Ⅲ象限 ($\frac{\pi}{2} \leq \alpha \leq \pi$) に存在するか、によって決定され、第Ⅱ象限にある場合の $Q_n(X_n, Y_n)$ の座標は、

$$\left(\frac{l_1 \Delta y + l_2 \Delta x}{l_3} + \Delta X, \frac{-l_1 \Delta x + l_2 \Delta y}{l_3} - \Delta Y \right) \text{ であり、}$$

$$\text{第Ⅲ象限にある場合には、} \left(\frac{l_1 \Delta y - l_2 \Delta x}{l_3} + \Delta X, \frac{-l_1 \Delta x - l_2 \Delta y}{l_3} - \Delta Y \right) \text{ となり、2つの演算式が成立}$$

するので、実際の演算では、後述する差動演算部(DA)で $\Delta x, \Delta y$ の正負の判別をした後、あらかじめ l_2 に正負の指示を与えて得られる data processor の2つの演算式のいずれかを選択し、自動的に入力させる機構をとっている。なお、実際の演算方法は、 $\Delta x, \Delta y$ の瞬時値が非常に微小であるので、演算精度を向上させるために8倍に増幅するとともに、特定点 Q の運動を出発点からの変化分として記録するために、咬頭嵌合位における Q_0 が原点になるように、off set を取り除く計算が加わるので最終の計算式は次のようになる。

$$\begin{aligned} X &= X_n - X_0 = \frac{1}{8} \left(\frac{8l_1 \Delta y \pm 8l_2 \Delta x}{l_3} \right) \\ &\quad + \Delta X - \frac{1}{8} \left(\frac{8l_1 Y_0 \pm 8l_2 X_0}{l_3} \right) \\ Y &= Y_n - Y_0 = \frac{1}{8} \left(\frac{-8l_1 \Delta x \pm 8l_2 \Delta y}{l_3} \right) \\ &\quad - \Delta Y - \frac{1}{8} \left(\frac{-8l_1 X_0 \pm 8l_2 Y_0}{l_3} \right) \end{aligned}$$

図3 高速デジタル演算装置のブロックダイアグラム

A : 増幅器, MP : アナログ乗算器, ADC : A-D変換器(12BIT), DA : 差動増幅器, REG : デジタルメモリー, DIF : デジタル減算器, DATA PROC. : データー・プロセッサー, DAC : D-A変換器, BCD : バイナリーコード変換器, $\sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2}$: アナログ演算器, G : ゲート。

図3は高速デジタル演算装置のブロック・ダイアグラムである。動作方法は P_1, P_2, P_3, P_4 から得られる8チャンネルのXY-trackerの出力電圧を用い、頭部動揺成分の除去演算を行い、 P_3, P_4 の真の動きのみを抽出した後D-A変換した X_3, Y_3, X_4, Y_4 電圧を入力信号とするもので、この信号には $\overline{P_2 P_3}, \overline{P_2 P_4}$ の各々のX, Y座標分のoff set電圧がのっている。

次いで、これらの信号を増幅した後、アナログ乗算器(MP)に出力する。なお、このアナログ乗算器はBで示すようにXY-trackerで把えた P_3, P_4 の生のアナログ出力、 x_3, y_3, x_4, y_4 を low pass filter を介して入力し、 $\overline{P_3 P_4}$ の距離 $l_3 (= \sqrt{(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2} = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2})$ を電氣的に演算して得られる値(L_3)と、頭部X線規格写真上の実測距離 $\overline{P_3 P_4} = l_3$ をCの部分で示す binary cord converter (BCD) を介して電氣的に変換した値、 L_3 ($50\mu/5mV$ 分解能) とが一致するように較正するための回路であり、最終的に得られる特定点Qの運動を、頭部X線規格写真上に等尺的

に再現するための回路である。したがって、顎運動を記録する際のレンズターゲット間距離が頭部X線規格写真の撮影距離と異なっても、演算終了後得られる出力を頭部X線規格写真上にそのまま等尺的に再現することができる。なお、 $\Delta x, \Delta y$ の検出は12BIT, $100\mu\text{sec.}$ の sampling rate で X, Y 各々2個ずつ別個の計算を行っている。また、Aの部分のA-D変換後の $x_0\text{-REG}, y_0\text{-REG}$ は特定点Qの位置を、絶えず P_3 を基準として算出するために咬頭嵌合位における出発点 $P_{30}(x_3, y_3)$ の座標を記録する回路であり、ある時刻 n における $P_{3n}(x_n, y_n)$ の位置を出発点からの変化分として、デジタル差動演算(DIF)するので、入力信号 X_3, Y_3, X_4, Y_4 に P_2 からの距離分だけ重畳されていた off set 電圧はここで除去される。したがって、data processor の入力信号は、autocanceller を経て後、処理されたデジタル信号 $P_3(\Delta X_n), P_3(\Delta Y_n), P_4(\Delta X_n), P_4(\Delta Y_n)$ とCの部分で示した外部パラメーター l_1, l_2, l_3 から得られるデジタル信号 L_1, L_2, L_3 とであり、その出力は前記のとお

り initial t_0 における特定点 Q_0 を原点とするために P_{30} からみた $Q_0(x)$, $Q_0(y)$ の off set 成分の記憶値 $\frac{l_1 Y_0 \pm l_2 X_0}{l_3}$, $\frac{-l_1 X_0 \pm l_2 Y_0}{l_3}$ (図の x_0 -REG, y_0 -REG で示す) との差をとって後, D-A 変換し, $\pm 10V$ の range で記録される。なお, data processor の sampling time は 12BIT $\times$ 12BIT が 3 μ sec., 24BIT $\pm$ 24BIT が 2 μ sec., 24BIT $\div$ 12BIT が 18 μ sec. で 50 μ sec. 以下であり, 演算誤差も $\pm 0.5\%$ 以下である。

III. 再現性および精度

下顎骨上の特定点 Q の運動の記録再現は, 4 個の target を用いて XY-tracker から出力し, この信号を digital autocanceller に入力, 処理した後, 特定点抽出演算を行って data recorder に記録しているが, この最終出力 $Q(X, Y)$ には大別して 2 種の電氣的 noise が混入している。1 つは, XY-tracker のアナログ信号に含まれる jitter であり, もう 1 つはターゲットをレンズで光学的に把え, 光電変換するために生ずる光学的歪 (distortion) とである。前者は最明点検出の際の subscanning に起因すると思われる noise であるが, 20Hz の low pass filter を通すことにより, 最大 50mV に減少し, 仮に ± 1 cm の顎運動量を ± 2 V に設定した場合でも, $\pm 1\%$ 以下の誤差であるので, 日常生理的に行いうる速さの随意, 不随意運動についても忠実な記録, 再現が可能である。しかし, 後者の歪については, 現在 8BIT $\times$ 8BIT の電氣的補正装置 (digital distortion corrector) について検討中であり, したがって total 誤差は抽出する特定点の位置に依存する。すなわち, XY-tracker の測定点の位置による歪度は, レンズの検出域 ($\pm 5V \times \pm 5V$) の $\pm 3V$ の範囲では 1% 以下であるが, 辺縁に近づくに従って大きくなり, 最大 1.7% の誤差を検出する。そこで, 実際の記録にあたっては P_3, P_4 の運動領域が XY-tracker の検出域の $\frac{1}{2}$ 以内になるように設定しているが, 特定点抽出のための角度 parameter, α の検出を $\Delta x/l_3, \Delta y/l_3$ の出力で行っているのので, $\Delta x, \Delta y$ には distortion による誤差が混入してお

り, したがって, P_3, P_4 の瞬時値に外部パラメータから成る定数, $l_1/l_3, l_2/l_3$ を等価的に掛けて得られる演算値には, $\Delta x, \Delta y$ の l_1/l_3 倍, もしくは, l_2/l_3 倍の誤差が混入する可能性がある。したがって約 1% 以下の誤差で顎運動を記録するためには, $\frac{l_1}{l_3} \leq 1, \frac{l_2}{l_3} \leq 1$ の条件が必要であり, 下顎骨上の land mark では, Menton, Gnathion, Pogonion などに限定される。そこで当科では頭部 X 線規格写真上で, 比較的明確で, 正中矢状面上にあり, 術者による tracing 誤差の少ない Menton を特定点とし, 頭蓋基準座標 (SM-S 座標) 上での運動として記録再現を行っている。

IV. 記録例

図 4 は, 日常臨床検査で用いられている顎運動監視装置一式をブロックダイアグラムに示したものである。咀嚼筋筋電図は両側側頭筋の前後部, 両側咬筋, 顎二腹筋前腹の表面筋電図で顎運動は, SN-S (Sella, Nasion plane-Sella) を基準座標とした Menton の種々の運動とし, 目的に応じて Condyle head などについても, 眼窩平面や正中矢状面での記録を行なっている。筋電図については, 顎運動と放電パターンの変化などについて, Transient memory を用いてディジタル処理し, 分析を行うとともにその周波数成分についても, interval histogram や power spectrum を記録し, 分析している。なお, 特定点 Q の記録方法は, まず咬頭嵌合位における target の位置, $P_1(x_1, y_1), P_2(x_2, y_2), P_3(x_3, y_3), P_4(x_4, y_4)$ を light pen で指示, 記憶させ, 次いでそのまま頭部を傾斜させ, $x_1 = x_2$ の関係が成立した瞬間の各ターゲットの位置を digital autocanceller に記憶させて後, 任意の位置に頭部を固定する。さらに, 頭部 X 線規格写真上での作図から得られる実測距離 l_1, l_2, l_3 を C に入力し, ディジタル表示された電氣量 L_3 と P_3, P_4 の生の信号から, B で電氣的に演算され MONITOR にディジタル表示された (L_3) とが一致するように gain 調整を行って後, 記録を開始する。この操作により, 特定点 Q の咬頭嵌合位における位置を原点とした真の顎運動が XY-tracker

図4 顎運動監視装置のブロックダイヤグラム

C. P. U. : 高速ディジタル演算装置, filter: 20Hz Low pass filter (24dB/oct), delay unit: EMG の出力をfilter の遅延時間 ($\tau=20$ msec) に一致させるための遅延回路。

図5 初診時における記録

RTA : 右側側頭筋前部, LTA : 左側側頭筋前部, LTP : 左側側頭筋後部, LM : 左側咬筋, LDA : 左側顎二腹筋前腹, Z ($\times 2$) : 正中矢状面における顎運動の前後的成分, Y : 正中矢状面における顎運動の垂直的成分, および SN-S 基準座標における治療前 (実線), 治療後 (点線) のMentonの運動の重ね合わせ。

で把えたXY座標上に記録される。したがって Sella, Nasion-plane をX軸とし, Sella を通る垂線をY軸とした SN-S 座標に display する場合には, 頭部X線規格写真上で $\overline{P_1P_2}$ がS軸となす角度を計測し, この角度分だけ P_2 を中心として XY-recorder に記録された運動を回転すれば, SN-S 座標に座標変換することができる。これをさらに平行移動して Q_0 の off set 成分を除去すれば SN-S を基準座標とした特定点Qの咬頭嵌合位を原点とした運動として頭部X線規格写真上に等尺的に再現することができる。

図5は下顎前突を主訴として来院した11歳11カ月の女性の初診時における習慣性開閉運動(1ストローク, 0.6 sec.) 時の実際の記録例である。咀嚼筋については左右側頭筋前部の放電パターンの比較, および眼窩平面(XY平面とする)における顎運動路の所見とから, 左右への偏位が最大1mm以下で, 左右差がほとんど認められないので右側側頭筋前部(RTA)をcontrolとし, 左側側頭筋前部(LTA), 左側側頭筋後部(LTP), 左側咬筋(LM), 左側顎二腹筋前腹(LDA)を導出記録し, 経年的な変化の追跡のための資料とした。顎運動の記録中のZおよびYは, それぞれ Menton のZ軸(前後的)方向への運動とY軸(上下的)方向への運動の正中矢状面(YZ平面とする)での記録であり, Z成分は2倍に増幅してある。初診時における各閉口筋の放電パターンは閉口相に移行するに伴い, 咬合に約150 msec. 先行して, 200 Hz を中心帯域とした約250 μ V の EMG-burst を呈し, 次いで silent period に移行するパターンを示し, その閉口路も機能的前方誘導を示すS字状を呈し, 機能的下顎前突と診断された³⁾。図1—右は lingual arch による被蓋改善後の頭部X線規格写真による SN-S の重ね合わせ, および Menton の運動路である。実線が初診時, 点線が被蓋改善後3カ月を表している。なお図5の最下段の XY-recorder 上での記録は正中矢状面における Menton の運動を transient memory を用いて 10 BIT, 10 msec. の sampling rate で, デジタル処理して後, D-A変換し, XY-recorder

に display したものであり, 図1—右に示すように SN-S 座標に座標変換したものを, 咬頭嵌合位における Menton が原点になるように平行移動して重ね合わせて, 治療前後の顎運動パターンの定性的比較を行ったものである。なお, 被験者の現在の習慣性開閉路(点線)は円滑な曲線を描き, かつ閉口路と開口路との大きなズレが消失しており, 閉口筋の現在の放電パターンとあわせて, 成人の正常咬合群に認められる安定した咬合状態にあると解釈できる。

V. ま と め

顎運動監視装置は従来より, 生理的顎運動や咀嚼筋活動, 顎関節音などについて polygraphic な記録, 分析を行い, 診断, 治療方針の決定, 予後の観察, および判定に利用していたが, 新たに下顎骨上に特定する頭部X線規格写真上の land mark の運動として記録再現するための高速デジタル演算装置を考案したことによって次のような研究が可能となった。

- 1) 同一個体で, 顎顔面頭蓋に形態的な変化が生じて, 頭蓋規準面に対する特定点の運動の変化として, 等価的な評価が可能であり, したがってその変化の経年的な記録, 分析が可能である。
- 2) 個体相互間の顎顔面頭蓋に形態的な相違が存在しても, 同一基準座標における運動として等価的な比較, 分析が可能である。

なお, 現在採用している SN-S 基準座標については顎運動パターンの形成に直結すると思われる顎関節部から離れているために, かえって運動パターンの本態が masking されている可能性がある。顎関節を中心とした基準座標についても検討中である。

本研究は昭和52年度, 文部省科学研究費148299の一部により行った。

文 献

- 1) 三浦不二夫, 近藤勝義: XY-tracker を利用し

- た新しい顎運動記録装置について. 口病誌, 43 : 177-183, 1976.
- 2) 三浦不二夫, 近藤勝義 : 顎運動にともなう頭部動揺の補正について. 口病誌, 44 : 267-272,

- 1977.
- 3) 中村良司, 奥野順子, 近藤勝義 : 下顎前突の治療にともなう顎運動機能の変化について. 日矯誌, 37 : 96-97, 1978.